

Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie der
Universität München
(Direktor: Prof. Dr. J. Lissner)

**BESTIMMUNG DES MINERALSALZGEHALTES BEI GESUNDEN AN
ULNA UND MITTELFINGER
DURCH ^{125}J -PHOTONENABSORPTIONSMESSUNG**

**ERSTE ERGEBNISSE VON MESSUNGEN AN
OSTEOPOROSEKRANKEN**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

1977

vorgelegt von
Ernst Nixel
aus
Augsburg
1976

Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie der
Universität München

(Direktor: Prof. Dr. J. Lissner)

BESTIMMUNG DES MINERALSALZGEHALTES BEI GESUNDEN AN
ULNA UND MITTELFINGER
DURCH ^{125}J -PHOTONENABSORPTIONSMESSUNG.
ERSTE ERGEBNISSE VON MESSUNGEN AN OSTEOPOROSEKRANKEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München



vorgelegt von

Ernst Nixel

aus

Augsburg

1976

Mit Genehmigung des Fachbereichs der Universität
München

Berichterstatter: Prof. Dr. K.-W. Frey

Mitberichterstatter: Prof. Dr. J. Lissner

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 28. 6. 1977



INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung	1
2. Methodik	2
2.1 Prinzip der Messung	2
2.2 Beschreibung der Apparatur	4
2.21 Strahlenquelle in Abschirmung	6
2.22 Szintillationsdetektor	6
2.23 Zweikanalmeßplatz	6
2.24 Log.-Schreiber	8
2.25 Fixiervorrichtung	9
2.3 Festlegung der Meßpunkte	10
2.4 Auswertung der Absorptionskurven	11
3. Auswahl des Normalkollektives	14
4. Ergebnisse	16
4.1 Reproduzierbarkeit	16
4.2 Überprüfung der Genauigkeit der Ergebnisse	18
4.3 Der BMC beim Normalkollektiv	18
4.4 BMC Bestimmung bei Osteoporotikern	26
5. Diskussion	28
6. Zusammenfassung	34
7. Literaturverzeichnis	36



Digitized by the Internet Archive
in 2026

1. EINLEITUNG

Auch heute noch wird der Mineralsalzgehalt des Skelettes meistens qualitativ aufgrund von Röntgenaufnahmen beurteilt. Während ausgeprägte Mineralsalzminderungen auf diese Weise vom erfahrenen Radiologen sicher erkannt werden können, ist die Erkennung geringgradiger Mineralsalzminderungen problematisch. Nach übereinstimmender Meinung muß die Mineralsalzminderung mindestens 30% betragen, ehe sie röntgenologisch erfaßt werden kann (28, 30, 35).

Da das Krankheitsbild der Osteoporose sehr häufig ist - nahezu sieben Millionen Menschen sollen in der BRD daran leiden (26) - und die radiologische Früherkennung so problematisch ist, wurden in den letzten Jahrzehnten verschiedene andere Methoden ausgearbeitet, um den Mineralsalzgehalt objektiv zu bestimmen.

In jüngster Zeit konzentriert sich das Interesse besonders auf eine Methode, die auf Cameron und Sorenson zurückgeht und in der direkten Messung der durch Knochenmaterial verursachten Absorption eines feingebündelten Gamma-Strahles besteht.

Um mit dieser Methode Osteoporosediagnostik betreiben zu können, ist es unerlässlich, Kenntnis vom Mineralsalzgehalt der Knochen des gesunden Menschen zu haben. Daher bestand die Aufgabe der vorliegenden Arbeit darin, Normalwerte des Mineralsalzgehaltes in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht an verschiedenen peripheren Knochen zu ermitteln. Darüber hinaus wurde ein kleines pathologisches Kollektiv von Patienten mit Mineralsalzminderungen untersucht.

2. METHODIK

2.1 Prinzip der Messung

Eine abgeschirmte ^{125}J -Strahlenquelle wird mit konstanter Geschwindigkeit quer zum Strahlengang über das Meßobjekt geführt. Durch einen Kollimator wird ein feines Strahlenbündel ausgeblendet. Ein starr mit der Strahlenquelle verbundener Szintillationsdetektor registriert die Intensität der Strahlung, die durch das Meßobjekt hindurchtritt. Die Absorption der Gamma-Strahlung erfolgt sowohl durch die Weichteile als auch durch den Knochen. Bei einem parallelen monoenergetischen Gamma-Strahlenbündel gilt:

$$I_x = I_0 e^{-(\mu_k x + \mu_w x)} \quad (1)$$

wobei mit I_0 die Anzahl der Gamma-Quanten vor der Schwächung durch das Meßobjekt und mit I_x die Anzahl der Quanten, die durch das Meßobjekt hindurchgetreten sind bezeichnet wird. Der lineare Schwächungskoeffizient ist mit μ , die Knochendicke mit x_k und die weichteildicke mit x_w bezeichnet.

Um die Absorption nur durch den Knochen zu bestimmen, gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten:

1. Es wird mit 2 Isotopen verschiedener Energie gemessen (z.B. ^{125}J und ^{57}Co) und der Unterschied der Absorptionskurven ermittelt (Zweiisotopenmethode).
2. Es wird für gleichmäßige Weichteildicke gesorgt (Einisotopenmethode). Da sich Weichteilgewebe und Wasser in ihrer Absorption nur wenig unterscheiden, läßt sich dies durch Messung in einem Wasserbecken näherungsweise erreichen.

Die Absorptionskurven können sowohl digital mit Datenverarbeitung, als auch analog mit graphischer Auswertung gemessen werden.

Bei unserer Versuchsanordnung, die auf der 2. Möglichkeit beruht, wird analog gemessen, indem die vom Szintillationsdetektor kommenden Impulse in eine Analogspannung umgewandelt werden, die über einen Logarithmierverstärker mit einem Schreiber (= Log.-Schreiber) als Kurve registriert wird. Aus dem vom Log.-Schreiber registrierten Absorptionskurven wird der Mineralsalzgehalt (engl. = bone mineral content, abgekürzt BMC) des Knochens gemäß 2.4 ermittelt.

Ausschlaggebend für die Wahl von ^{125}J sind die günstigen physikalischen Eigenschaften dieses Radionuklids:

1. Es sendet nahezu monochromatische Gamma-Strahlen aus. (Hauptpeak bei 27,4 keV nach Zinnfilterung)
2. Seine Halbwertszeit beträgt etwa 60 Tage, so daß es relativ lange zur Verfügung steht.
3. Der Massenschwächungskoeffizient Wasser/Kalziumphosphat der von ^{125}J emittierten Strahlung beträgt etwa 1:6. Dadurch werden Änderungen in der Knochenabsorption gut erkennbar, und Weichteilüberlagerungen haben keinen allzu großen Einfluß.

Die Messungen wurden an beiden distalen Ulnaenden und an den Mittelphalangen der beiden Mittelfinger vorgenommen.

2.2 Beschreibung der Apparatur

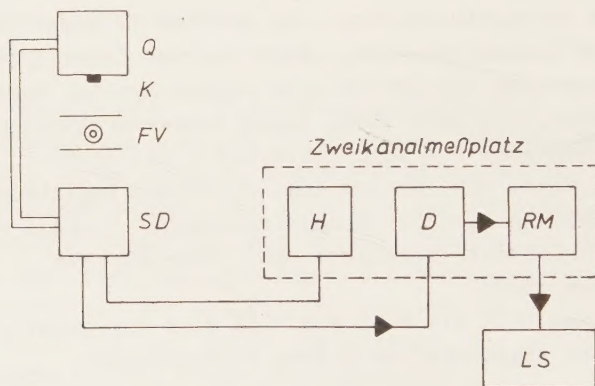


Abb. 1 Blockdiagramm der Meßanordnung

Die Anordnung der Apparatur zur BMC-Bestimmung ist in Abb. 1 als Blockdiagramm dargestellt. Die Abb. 2-4 zeigen Photos von Teilen der Apparatur und von der praktischen Durchführung der Messungen.

Die Apparatur besteht im einzelnen aus:

1. Strahlenquelle Q in Abschirmung, sowie Kollimator K, starr verbunden mit
2. Szintillationsdetektor SD
3. Zweikanalmeßplatz (Nucleopan der Firma Siemens)
 - a) Hochspannungsteil H
 - b) Diskriminator D
 - c) Ratemeter RM



Abb. 2

Meßvorrichtung mit abgeschirmter Quelle, Szintillationsdetektor und Fixiervorrichtung

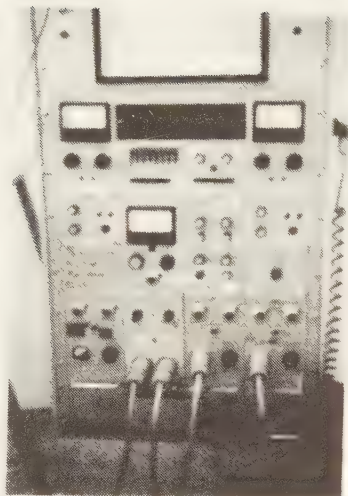


Abb. 3

Zweikanalmeßplatz

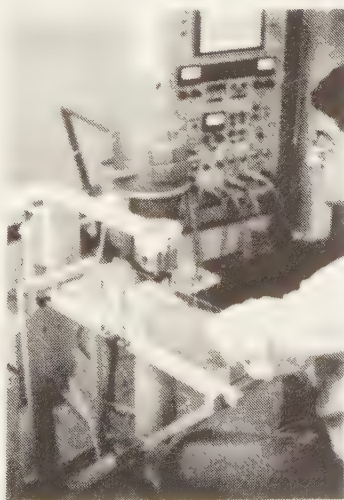


Abb. 4

Praktische Durchführung der BMC Bestimmung an der Ulna

4. Log.-Schreiber LS

5. Vorrichtung zur Fixierung des Meßobjektes FV

2.21 Strahlenquelle in Abschirmung

Die Abb. 5 zeigt einen Querschnitt durch die aus Messing bestehende Quellenhalterung GH, die Bleiabschirmung BA und den Kollimator K. Mit ZF wird die Zinnfolie bezeichnet, die als Filter dient.

Die verwendete ^{125}J -Strahlenquelle, die eingekapselt als Zylinder von $d = 2,8 \text{ mm}$ und $h = 10,1 \text{ mm}$ von der Firma Amersham Buchler, Braunschweig bezogen wurde, wird in die Quellenhalterung GH eingesetzt.

Die Aktivität der ^{125}J -Strahlenquelle betrug bei Lieferung 20 mCi. Dabei ergab sich für die Versuchspersonen eine maximale Strahlenbelastung am Meßort von lediglich 10^{-3}R (bei zwei Meßdurchgängen !)

Die Strahlenquelle, die starr mit dem Szintillationsdetektor verbunden ist, wird mit konstanter Geschwindigkeit von 12 mm/s über das Meßobjekt geführt.

2.22 Szintillationsdetektor

Der Szintillationsdetektor befindet sich in einer Bleiabschirmung, die ihn gegen Streu- und Umgebungsstrahlen schützt. Der Abstand zwischen der ^{125}J -Strahlenquelle und der Blende in der Abschirmung des Detektors beträgt 10 cm.

2.23 Zweikanalmeßplatz

Die vom Szintillationsdetektor kommenden Impulse werden dem Zweikanalmeßplatz zugeführt. Dort werden sie in eine Ana-

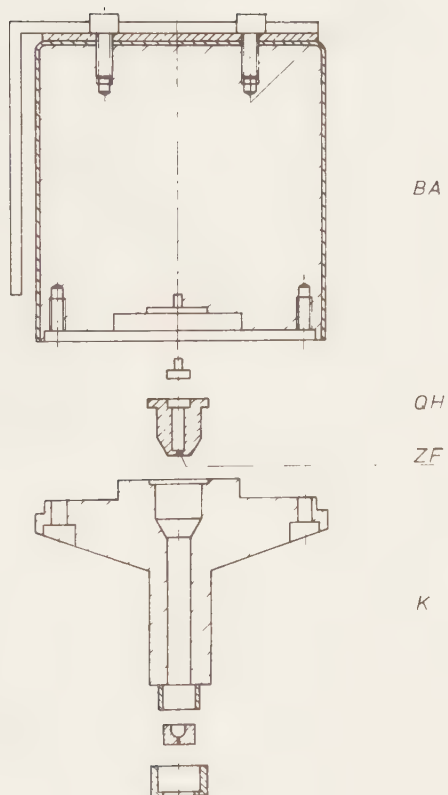


Abb. 5

Querschnitt durch die Quellenhalterung QH,
Bleischildung BA und Kollimator K
ZF Zinnfolie

logspannung umgewandelt, die an den Log.-Schreiber weitergeleitet wird.

Ein Kanal des Dualmeßstandes wird zur Hochspannungsversorgung und zur Impulsverarbeitung mit Diskriminator und Ratemeter benutzt. (Der andere Kanal wird nicht benötigt). Als Zeitkonstante des Ratemeters wurde 1,0 s gewählt. Am Diskriminator erfolgt die " Fenstereinstellung " auf das ^{125}J -Spektrum. Wir wählten wie die Arbeitsgruppe um Cameron und Sorenson ein symmetrisches Energiefenster von 22 keV bis 32 keV (Fensterbreite 10 keV). Eine Hochspannungsfineinstellung, die stündlich überprüft wurde, ermöglichte es, den Peak in der Mitte des eingestellten Energiefensters zu halten.

Eine exakte Fenstereinstellung ist von außerordentlicher Bedeutung für die Meßgenauigkeit (11).

2.24 Log.-Schreiber

Zur Registrierung der Absorptionskurven wurde ein logarithmischer Verstärker der Firma Rhode und Schwarz (Log.-DC-Verstärker BN 1856111) mit dem YT-Schreiber Z 561 der gleichen Firma verwendet. An ihm können verschiedene Registriermaßstäbe gewählt werden. Im allgemeinen wurde der Maßstab gewählt, der die größtmögliche Fläche unter der Absorptionskurve ergab. Dadurch konnte der Planimetrierfehler klein gehalten werden. Der Papiervorschub betrug bei allen Messungen 2mm/s. Da die Strahlenquelle synchron mit der Geschwindigkeit 12 mm/min über das Meßobjekt bewegt wird, ergibt sich, daß der Schreibstift am Log.-Schreiber 10 Längeneinheiten über das Registrierpapier wandert, wenn die Quelle eine Längeneinheit über das Meßobjekt bewegt wird, da

$$\frac{S_{LS}}{S_q} = \frac{V_{LS} \cdot t}{V_q \cdot t} = \frac{2 \text{ mm } 60 \text{ s}}{s \text{ } 12 \text{ mm}} = 10 : 1 \quad (2)$$

Es kann somit einfach aus der vom Log.-Schreiber gezeichneten Absorptionskurve eines Knochens der Durchmesser desselben ermittelt werden.

2.25 Fixiervorrichtung

Für das Meßergebnis von außerordentlicher Wichtigkeit ist eine gute Fixierung des Meßobjektes, da jegliches Ver-rutschen desselben zu Ungenauigkeiten des Meßergebnisses führt. Um die unterschiedliche Weichteildicke auszuschalten wurden ein wassergefülltes Polyäthylenbecken und wassergefüllte Polyäthylensäckchen verwendet. Bei der Messung an der Ulna wurde der Arm der Versuchsperson unter Zuhilfenahme eines wassergefüllten Polyäthylensäckchens gemäß Abb. 6 fixiert. Auf diese Weise war es möglich, jegliche Luftblasenbildung zwischen Unterarm und Wasserbeutel auszuschalten, die bei der Fixierung eines Armes zwischen zwei Wasserbeuteln gelegentlich auftrat. Bei der Messung an der Mittelphalange wurde diese in der Fixiervorrichtung ohne Wasserbecken zwischen zwei Polyäthylensäckchen festgespannt, die zu einer gleichmäßigen Dicke komprimiert wurden. Gleichzeitig wurde der Unterarm noch zusätzlich zweimal am Boden der Fixiervorrichtung festgeschnallt, so daß jegliches Ver-rutschen während der Messung weitgehend ausgeschaltet war. Während bei allen Messungen an der Ulna die dorsale Seite des Meßobjektes der Strahlenquelle zugewandt war, war bei den Messungen an der Phalange die palmare Seite der Strahlenquelle zugewandt. Die beschriebene Art der Fixierung war Voraussetzung für die erreichte Reproduzierbarkeit.

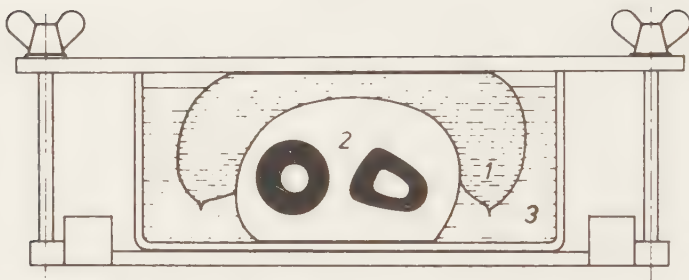


Abb. 6

Schematische Darstellung der Fixiervorrichtung

- (1) Wassergefülltes Polyäthylensäckchen
- (2) Unterarm als Meßobjekt
- (3) Wassergefülltes Polyäthylendecken

2.3 Festlegung der Meßpunkte

Messungen des BMC wurden an der Ulna und an der Mittelphalanx des Mittelfingers durchgeführt, da diese Stellen leicht zugänglich sind und die geringen Weichteil- und Knochendicken dieser Stellen eine ausreichende Impulsausbeute gewährleisten.

Die Messungen wurden bei allen Probanden in der Mitte der Mittelphalanx des rechten wie des linken Mittelfingers

vorgenommen. Die Messungen an der rechten wie an der linken Ulna erfolgten stets 15% der Ulnalänge proximal vom Ulna-ende. Diese Stellen wurden vor der Messung durch zwei, im Abstand von einem Millimeter, parallel laufende Striche gekennzeichnet. Anschließend wurde die Extremität so fixiert, daß die Quelle genau über der Mitte zwischen diesen beiden Strichen geführt werden konnte.

Um methodische Fehler (wie etwa abweichender Registriermaßstab, falscher Papiervorschub) auszuschließen, wurde bei jeder Meßung an Probanden ein Prüflötzchen mitgemessen.

2.4 Auswertung der Absorptionskurven

Nach Schuster, Reiß und Krämer (34) kann die Hydroxylapatit-(Kalkselz-) Dichte ρ_{HA} aus der Absorption des ^{125}J -Gamma -Strahles nach der Formel:

$$\rho_{HA} = \frac{0,373}{d_K} \cdot \ln \frac{I_a}{I_b} \quad (3)$$

gewonnen werden,

mit I_a = Intensität des Strahles vor der Schwächung

I_b = Intensität des Strahles nach der Schwächung

d_K = Knochendurchmesser.

Der Faktor 0,373 ist ein von obiger Gruppe ermittelter Faktor, der die Verbindung zwischen linearem Absorptionskoeffizienten und Mineralsalzgehalt herstellt.

Durch Integration von Gleichung (3) über den Knochendurchmesser in Scanrichtung folgt:

$$\int \frac{\rho_{HA} d_K(x)}{0,373} dx = \int \ln \frac{I_a}{I_b} dx \quad (4)$$

Dieses Integral stellt eine Größe dar, die der Fläche unter der auf dem logarithmischen Schreiber gewonnenen Kurve proportional ist. Die Größe der Fläche erhält man durch Planimetrieren, wobei ein Proportionalitätsfaktor die Beziehung zwischen der Fläche und der integralen Absorption herstellt. Dieser Faktor wird durch folgend Überlegung gewonnen:

Der logarithmische Schreiber hat die durch den Wahlschalter einstellbare Empfindlichkeit E (dB/cm). Eine Umformung des obigen Integrals führt auf

$$\int \ln \frac{I_a}{I_b} dx = \frac{1}{\log e} \int \log \frac{I_a}{I_b} dx = \frac{1}{20 \log e} \int 20 \log \frac{I_a}{I_b} dx =$$

$$\frac{1}{20 \log e} \int a E dx = \frac{E}{20 \log e} \int a dx \quad (5)$$

Dabei bedeutet E die bei der Messung gewählte Empfindlichkeit des Schreibers in Dezibel pro cm Auslenkung und a die Schreiberauslenkung in cm.

Schließlich muß noch die Integrationsstrecke dx in die Strecke dX auf dem Schreibpapier umgerechnet werden.

Dies geschieht durch den Ansatz:

$$t = \frac{dx}{v_q} = \frac{dX}{v_p} \quad (6)$$

wobei t die Zeit bedeutet, die die Quelle bei der Geschwindigkeit v_q braucht, um über den Knochen zu fahren. Diese Zeit ist gleich der Zeit in der der Meßvorgang auf Schreiber registriert wird, bei einem Papiervorschub v_p . Somit erhält man:

$$dx = \frac{v_q}{v_p} dX \quad (7)$$

(5) und (7) in (4) eingesetzt ergibt:

$$\int \frac{f_{HA} d_K(x)}{0,373} dx = f \int a dX$$

$$\text{mit } f = \frac{E v_q}{20 v_p \log a}$$

Hier bedeuten $\int a dX$ die durch Planimetrieren unter der Absorptionskurve gewonnene Fläche in cm^2 , E die Schreiberempfindlichkeit in dB/cm , v_q die Scangeschwindigkeit der Quelle in cm/s und v_p der Papiervorschub in cm/s .

Zur Bestimmung des Mineralsalzgehaltes in g/cm muß die planimetrisch bestimmte Fläche also lediglich mit dem Proportionalitätsfaktor multipliziert werden, der je nach eingestellter Empfindlichkeit des Log.-Schreibers die Werte $f(4\text{dB})=0,0178$; $f(6\text{dB})=0,0258$ und $f(8\text{dB})=0,0344$ hat.

Bei der Auswertung der Absorptionskurven wird als erstes die Nulllinie festgelegt, die der Absorption durch die Weichteile allein entspricht. Anschließend wird die Fläche zwischen der Nulllinie und der vom Schreiber gezeichneten Kurve planimetrisch ermittelt. Aus der Fläche wird dann mit obigen Faktoren der BMC errechnet.

Die Abb. 7 und 8 zeigen Absorptionskurven.

Aus den Absorptionskurven wurde darüberhinaus der Durchmesser des Meßobjektes ermittelt. Er beträgt $1/10$ der Strecke zwischen dem steilen Anstieg der Absorptionskurven. Versuchsmessungen ergaben, daß er bei der am Ratemeter eingestellten Trägheit $t=1,0 \text{ s}$ etwa in mittlerer Kurvenhöhe liegt.

Dividiert man den BMC-Wert mit der Dimension $[g/cm]$ durch den Durchmesser des Meßobjektes, so erhält man den BMC in $[g/cm^2]$, einer in der Literatur ebenfalls üblichen Dimension.

Nimmt man für die Ulna kreisrunden Querschnitt an so ist es auch möglich, den BMC in $[g/cm^3]$ anzugeben. Bei der Suche nach der Dimension, bei der die geringsten Standardabweichungen im Normalkollektiv auftreten, wurden die Meßwerte auch in dieser Weise umgerechnet. Dabei zeigte sich jedoch, daß die Streuung der Normalwerte mit der Dimension $[g/cm^3]$ nicht geringer war als die Streuung der Normalwerte in $[g/cm^2]$. Offensichtlich sind die Abweichungen zwischen Modell und Wirklichkeit zu groß.

3. AUSWAHL DES NORMALKOLLEKTIVES

Da das Normalkollektiv als Vergleichsbasis für Osteoporosemessungen dienen soll, war es notwendig, aus dem angebotenen Patientengut und sonstigen freiwilligen Probanden jene auszuwählen, bei denen Mineralsalzminderungen weitgehend ausgeschlossen waren. Es wurde besonders darauf geachtet, daß sich unter den Probanden für das Normalkollektiv niemand befand mit:

Schilddrüsenfunktionsstörungen,

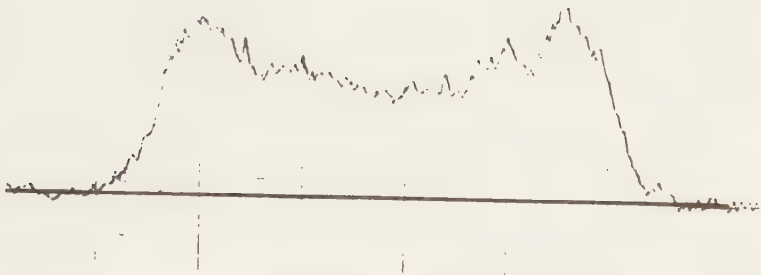


Abb. 7

Absorptionskurve der Ulna einer 35 jährigen Frau.
Die Fläche zwischen der Nulllinie (horizontaler Strich)
und dem Graph beträgt $24,2 \text{ cm}^2$. $E=6\text{dB/cm}$. Bei einem
Durchmesser von $0,95 \text{ cm}$ errechnet sich somit ein BMC
von $0,66 \text{ g/cm}^2$.

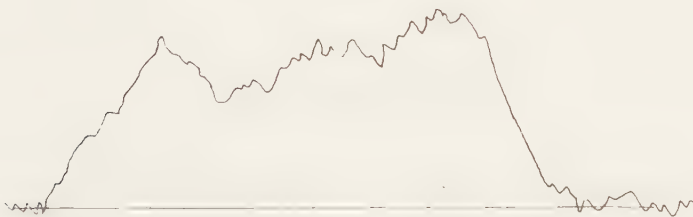


Abb. 8

Absorptionskurve von der Mittelfphalange des Mittelfingers
derselben Frau. Hier beträgt die Fläche unter dem
Graph $17,8 \text{ cm}^2$. $E=4\text{dB/cm}$. Bei einem Durchmesser von $0,78$
ergibt sich somit ein BMC von $0,41 \text{ g/cm}^2$

Gewichtsverlust in den letzten 3 Monaten,
vorausgegangener Operation im Genitalbereich,
Lähmungen oder Knochenbrüchen im Bereich der Meßstellen
oder aber Krankheiten, die in den letzten 12 Wochen vor
der Messung Bettlägerigkeit bewirkten,
Schmerzen im Bereich der Wirbelsäule oder aber in den
Gelenken,
Schwangerschaft bei den weiblichen Probanden, (die letzte
Schwangerschaft mußte mindestens ein Jahr vor der Messung
beendet worden sein),
Stoffwechselstörungen (Diabetes, Gicht),
Leberzirrhose,
rein vegetarischer Ernährung.
Ferner wurde darauf geachtet, daß keiner der Probanden
Cortison oder Cortisonderivate, Calcium oder Anabolika
einnahm.
Das Probandengut bestand aus Patienten sowie Bediensteten
der radiologischen Poliklinik und aus Studenten.

4. ERGEBNISSE

4.1 Reproduzierbarkeit

Um zu einer Aussage über die Reproduzierbarkeit der
Meßergebnisse zu gelangen, wurde der Mineralsalzgehalt
eines Knochenstückes insgesamt 15 mal an verschiedenen
Tagen bestimmt. Dabei wurde ein Variationskoeffizient von
weniger als 2% ermittelt.

Auch die Reproduzierbarkeit der am Menschen gewonnenen Werte wurde überprüft. Dazu wurde der BMC der Ulna in einem Fall 10 mal an fünf verschiedenen Tagen und in einem anderen Fall 18 mal an neun verschiedenen Tagen bestimmt. Für die Messungen, die an verschiedenen Tagen stattfanden, wurde die Meßstelle jedesmal neu bestimmt. Bei diesen Messungen am Menschen wurde ein Variationskoeffizient von weniger als 3% ermittelt. Die einzelnen Ergebnisse sind in Abb. 9 graphisch dargestellt.

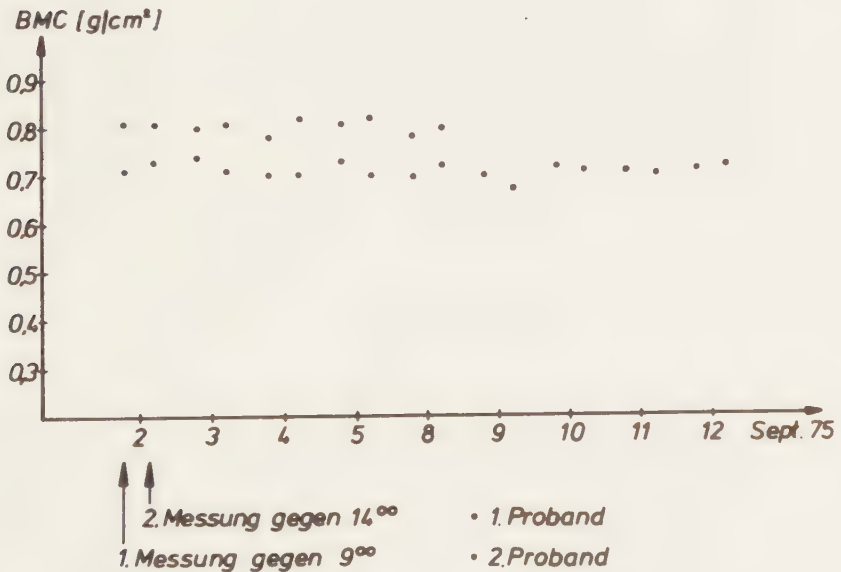


Abb. 9

Graphische Darstellung der erzielten Reproduzierbarkeit bei der BMC Bestimmung am Menschen.

4.2 Überprüfung der Genauigkeit der Ergebnisse

Zur Überprüfung der benützten Apparatur und des von Schuster (34) angegebenen Faktors $f=0,373$ wurde ein Knochentreppenmodell nach Prof. Heuck herangezogen.

Dieses Phantom besteht aus drei Knochentreppen mit bekanntem Mineralsalzgehalt von 130 mg/ml bei der ersten, 260 mg/ml bei der zweiten und 360 mg/ml bei der dritten Treppe. Die Einhaltung des angegebenen Mineralsalzgehaltes wird von der Herstellungsfirma auf $\pm 3\%$ garantiert. An diesem Treppenmodell wurden von uns Mineralsalzbestimmungen durchgeführt. Dabei zeigte sich, daß die mit unserer Apparatur und unter Annahme des Faktors $f=0,373$ durchgeführten Bestimmungen um nie mehr als 3% von den angegebenen Werten des Treppenmodells abwichen. Somit war sichergestellt, daß unsere Meßmethode hinreichend genaue Ergebnisse liefert, wenn der von Schuster übernommene Faktor $f=0,373$ benützt wird.

4.3 Der BMC beim Normalkollektiv

Nach dem beschriebenen Verfahren wurden 110 Normalpersonen - 58 Männer und 52 Frauen - untersucht. An jeder Meßstelle wurden 2 Messungen durchgeführt und der Mittelwert gebildet, um den BMC möglichst genau zu ermitteln. Das Alter dieser Personen lag zwischen dem 20. und dem 75. Lebensjahr. Die Probanden wurden getrennt nach Geschlecht, gemäß ihrem Lebensalter in je 5 Gruppen zusammengefaßt. Die Ergebnisse dieser Messungen sind in den Tabellen 2-7 aufgeführt, wobei Mittelwerte und Standardabweichungen für die verschiedenen Knochen angegeben sind. Die Ergebnisse der Messungen an der rechten Extremität werden außerdem in den Abb. 10-13 graphisch dargestellt.

Wie aus den Abbildungen ersichtlich ist, ist der Mineral-salzgehalt bei den Männern bis einschließlich der Gruppe der 41-50 jährigen konstant, um dann abzufallen. Bei den weiblichen Probanden erfolgt ein leichter Rückgang bereits nach der Gruppe der 31-40 jährigen. Vergleicht man das Ausmaß des BMC-Rückganges des männlichen mit dem des weiblichen Kollektives, so ergibt sich folgendes:

Der maximale BMC der rechten Ulna geht bei den Männern von $0,76 \text{ g/cm}^2$ (Gruppe der 41-50 jährigen) auf $0,63 \text{ g/cm}^2$ (Gruppe der 61-75 jährigen) zurück. Das ist eine Abnahme um ca. 17%. An der linken Ulna ist ein Rückgang von $0,71 \text{ g/cm}^2$ auf $0,61 \text{ g/cm}^2$ zu beobachten. Das entspricht ca. 14%.

Bei den weiblichen Probanden ergibt sich an der rechten Ulna ein Rückgang von $0,67 \text{ g/cm}^2$ (Kollektiv der 31-40 jährigen) auf $0,53 \text{ g/cm}^2$ (Kollektiv der 61-75 jährigen). Hier beträgt der Rückgang 21%. An der linken Ulna kann bei den Frauen ein Rückgang vom maximalen Wert $0,65 \text{ g/cm}^2$ auf den minimalen Wert $0,50 \text{ g/cm}^2$ beobachtet werden, was 23% entspricht. Es ist somit im Frauenkollektiv eine etwas stärkere Verminderung des BMC im Alter zu beobachten als im Männerkollektiv.

Die Durchführung des t-Testes für das männliche Kollektiv ergibt, daß an linker und rechter Ulna die BMC-Änderungen von Gruppe 1 zu Gruppe 2 sowie von Gruppe 2 zu Gruppe 3 nicht signifikant sind. Ebenso ist der BMC-Rückgang an der linken Ulna von Gruppe 4 zu Gruppe 5 nicht signifikant. Signifikant hingegen ist der BMC-Rückgang an der rechten Ulna von Gruppe 4 zu Gruppe 5 mit $p < 0,025$. Ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,001$ errechnet sich auch für den BMC-Rückgang an der rechten Ulna von Gruppe 3 (maximaler BMC) zu Gruppe 5 (minimaler BMC). Der Rückgang des BMC an der linken Ulna von Gruppe 3 zu Gruppe 5 ist mit $p < 0,025$ ebenfalls signifikant.

Für das weibliche Kollektiv ergibt der t-Test, daß die Änderungen des BMC der Ulna von Gruppe 1 zu Gruppe 2 und

von Gruppe 2 zu Gruppe 3 weder links noch rechts signifikant sind. Hingegen sind sowohl an der rechten wie auch an der linken Ulna die BMC-Verminderungen von Gruppe 3 zu Gruppe 4 und von Gruppe 4 zu Gruppe 5 signifikant. Für den BMC Rückgang von Gruppe 2 (maximaler BMC) zu Gruppe 5 (minimaler BMC) errechnet sich ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,001$ sowohl für die rechte als auch für die linke Ulna.

An den Phalangen beträgt die maximale BMC-Verminderung bei den Männern ca. 10% rechts und ca. 14% links. Bei den Frauen ist sie mit ca. 11% rechts und ca. 14% links ähnlich groß. Auch diese Verminderungen sind im t-Test signifikant.

Ein Vergleich des BMC zwischen den Meßstellen an rechter und linker Extremität ergibt für alle Altersgruppen und für beide Geschlechter einen etwas höheren Mineralsalzgehalt auf der rechten Seite. Im t-Test zeigt sich jedoch, daß diese Differenzen, außer für die Meßwerte der Ulnae in der kleinen Gruppe der 51-60 jährigen Herren, nicht signifikant sind.

Wie die Tabelle 1 zeigt, sind die Unterschiede zwischen männlichem und weiblichen Geschlecht im Mineralsalzgehalt der Ulna in allen Altersgruppen signifikant.

Tabelle 1

Vergleich der Ulnameßwerte von Mannern und Frauen mit dem t-Test

t-Test Altersgruppe	Ulnameßwerte	
	p rechts	p links
20-30	<0,001	<0,01
31-40	<0,025	<0,05
41-50	<0,001	<0,001
51-60	<0,001	<0,001
61-75	<0,01	<0,005

Tabelle 2

Mittelwerte und Standardabweichungen des BMC der Ulna in [g/cm] bei den Frauen des Normalkollektives. (AM = Altersmittel, M = Mittelwert, SA = Standardabweichung)

Gruppe	Alter	AM	N	BMC der Ulna rechts M	SA	BMC der Ulna links M	SA
1	20-30	23,4	11	0,61	0,05	0,58	0,05
2	31-40	34,7	12	0,64	0,11	0,62	0,10
3	41-50	43,6	8	0,62	0,04	0,60	0,05
4	51-60	54,7	11	0,57	0,09	0,52	0,07
5	61-70	65,0	10	0,55	0,06	0,49	0,06

Tabelle 3

Mittelwerte und Standardabweichungen des BMC der Ulna in [g/cm²] bei den Frauen des Normalkollektives. (AM = Altersmittel, M = Mittelwert, SA = Standardabweichung)

Gruppe	Alter	AM	N	BMC der Ulna rechts M	SA	BMC der Ulna links M	SA
1	20-30	23,4	11	0,63	0,04	0,61	0,07
2	31-40	34,7	12	0,67	0,09	0,65	0,09
3	41-50	43,6	8	0,64	0,04	0,62	0,05
4	51-60	54,7	11	0,59	0,06	0,55	0,05
5	61-70	65,0	10	0,53	0,06	0,50	0,05

Tabelle 4

Mittelwerte und Standardabweichungen des BMC vom Mittelfinger in $[g/cm^2]$ bei den Frauen des Normalkollektives. (AM = Altersmittel, M = Mittelwert, SA = Standardabweichung)

Alter	AM	N	BMC des M.-Fingers rechts M	SA	BMC des M.-Fingers links M	SA
20-30	23,4	11	0,43	0,06	0,41	0,05
31-40	34,7	12	0,45	0,05	0,44	0,04
41-50	43,6	8	0,44	0,05	0,42	0,05
51-60	54,7	11	0,41	0,03	0,40	0,03
61-70	65,0	10	0,40	0,05	0,38	0,05

Tabelle 5

Mittelwerte und Standardabweichungen des BMC vom Mittelfinger in $[g/cm^2]$ bei den Männern des Normalkollektives. (AM = Altersmittel, M = Mittelwert, SA = Standardabweichung)

Alter	AM	N	BMC des M.-Fingers rechts M	SA	BMC des M.-Fingers links M	SA
20-30	25,0	11	0,50	0,08	0,48	0,07
31-40	35,3	15	0,50	0,07	0,46	0,06
41-50	43,3	11	0,51	0,05	0,50	0,05
51-60	54,1	8	0,48	0,05	0,46	0,06
61-75	67,5	11	0,46	0,05	0,43	0,05

Tabelle 6

Mittelwerte und Standardabweichungen des BMC der Ulna in $[g/cm]$ bei den Männern des Normalkollektives. (AM = Altersmittel, M = Mittelwert, SA = Standardabweichung)

Gruppe	Alter	AM	N	BMC der Ulna rechts M	SA	BMC der Ulna links M	SA
1	20-30	25,0	13	0,81	0,12	0,74	0,14
2	31-40	35,3	15	0,82	0,11	0,77	0,13
3	41-50	43,3	11	0,82	0,12	0,75	0,13
4	51-60	54,1	8	0,80	0,11	0,71	0,07
5	61-75	67,5	11	0,69	0,11	0,69	0,14

Tabelle 7

Mittelwerte und Standardabweichungen des BMC von der Ulna in $[g/cm^2]$ bei den Männern des Normalkollektives. (AM = Altersmittel, M = Mittelwert, SA = Standardabweichung)

Gruppe	Alter	AM	N	BMC der Ulna rechts M	SA	BMC der Ulna links M	SA
1	20-30	25,0	13	0,74	0,09	0,69	0,06
2	31-40	35,3	15	0,75	0,07	0,71	0,09
3	41-50	43,3	11	0,76	0,07	0,71	0,10
4	51-60	54,1	8	0,71	0,05	0,66	0,05
5	61-75	67,5	11	0,63	0,09	0,61	0,09

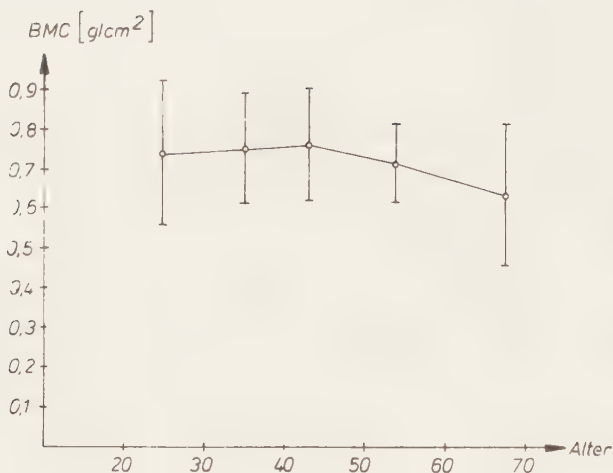


Abb. 10

Der BMC ($\bar{x} \pm 2s$) in [g/cm²] der rechten Ulna bei den Männern des Normalkollektives in Abhängigkeit vom Lebensalter.

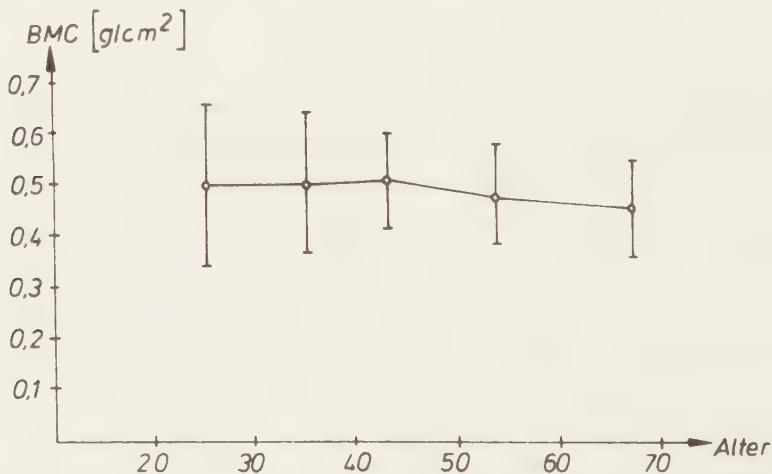


Abb. 11

Der BMC ($\bar{x} \pm 2s$) in [g/cm²] der Mittelphalange des rechten Mittelfingers bei den Männern des Normalkollektives in Abhängigkeit vom Lebensalter.

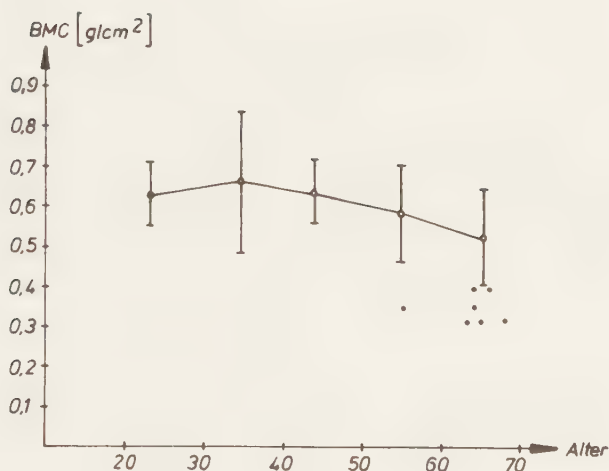


Abb. 12

Der BMC ($\bar{x} \pm 2s$) in [g/cm^2] der rechten Ulna bei den Frauen des Normalkollektives in Abhängigkeit vom Lebensalter.

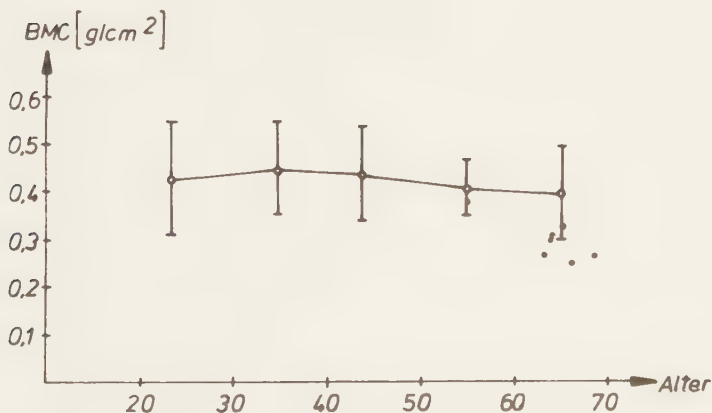


Abb. 13

Der BMC ($\bar{x} \pm 2s$) in [g/cm^2] der Mittelphalanx des rechten Mittelfingers bei den Frauen des Normalkollektives in Abhängigkeit vom Lebensalter.

4.4 BMC-Bestimmung bei Osteoporotikern

Mit unserer Methode wurde auch bei 8 Osteoporotikern mit röntgenologisch erkennbaren Osteoporosen der BMC bestimmt. Die Ergebnisse dieser Messungen sind in den folgenden zwei Tabellen aufgeführt.

Tabelle 8

Meßwerte des BMC in $[g/cm^2]$ der rechten und linken Ulna bei Osteoporotikern.

Alter	gemessener BMC		Normalwerte ($\bar{x} \pm 2s$)	
	rechts	links	rechts	links
72	0,40	0,41	0,63 $\pm 0,18$	0,61 $\pm 0,18$
55	0,35	0,35	0,59 $\pm 0,12$	0,55 $\pm 0,10$
63	0,32	0,30	0,53 $\pm 0,12$	0,50 $\pm 0,10$
64	0,40	0,33	0,53 $\pm 0,12$	0,50 $\pm 0,10$
64	0,36	0,34	0,53 $\pm 0,12$	0,50 $\pm 0,10$
65	0,32	0,33	0,53 $\pm 0,12$	0,50 $\pm 0,10$
66	0,40	0,36	0,53 $\pm 0,12$	0,50 $\pm 0,10$
68	0,32	0,34	0,53 $\pm 0,12$	0,50 $\pm 0,10$

Bei dem ersten, dem 72 jährigen, Patienten handelte es sich um einen Mann. Alle anderen Patienten waren weiblichen Geschlechtes. Unter 2s ist die doppelte Standardabweichung, wie sie aus dem Normalkollektiv ermittelt wurde, aufgeführt.

Tabelle 9

Meßwerte des BMC in $[g/cm^2]$ der Mittelphalange des rechten und linken Mittelfingers bei Osteoporotikern.

alter	gemessener BMC		Normalwerte ($\bar{x} \pm 2s$)	
	rechts	links	rechts	links
72	0,41	0,27	0,46 $\pm 0,10$	0,43 $\pm 0,10$
55	0,38	0,36	0,41 $\pm 0,06$	0,40 $\pm 0,06$
63	0,27	0,23	0,40 $\pm 0,10$	0,38 $\pm 0,10$
64	0,31	0,30	0,40 $\pm 0,10$	0,38 $\pm 0,10$
64	0,30	0,30	0,40 $\pm 0,10$	0,38 $\pm 0,10$
65	0,33	0,34	0,40 $\pm 0,10$	0,38 $\pm 0,10$
66	0,25	0,23	0,40 $\pm 0,10$	0,38 $\pm 0,10$
68	0,27	0,30	0,40 $\pm 0,10$	0,38 $\pm 0,10$

Auffallend ist die Tatsache, daß der BMC der Ulna bei den pathologischen Fällen stets außerhalb des 2s Bereiches liegt, während dies bei den BMC Werten der Fingermessungen nicht immer der Fall ist.

5. DISKUSSION

Zur Erleichterung der Diagnose "Osteoporose" sind in der Vergangenheit verschiedene Methoden zur quantitativen Bestimmung des Mineralsalzgehaltes ausgearbeitet worden.

Auf der einen Seite handelt es sich um röntgenologische Methoden, die auf der densitometrischen Auswertung von Röntgenaufnahmen aufbauen. Das Verfahren nach Krokowski zur Bestimmung des Mineralsalzgehaltes der Wirbelsäule beruht auf der Auswertung zweier mit verschiedener Röhrenspannungen angefertigter Röntgenaufnahmen (23, 24, 25). Beim Verfahren nach Heuck zur Bestimmung des Mineralsalzgehaltes von Femur und Calcaneus wird gleichzeitig mit dem Meßobjekt ein Knochenphantom aufgenommen. Die Schwärzung der Aufnahme im ausgewählten Meßbereich läßt sich photometrisch dem Referenzsystem zuordnen. Mit dieser Methode kann der Mineralsalzgehalt mit relativ hoher Genauigkeit bestimmt werden (18, 19, 20).

Weitere röntgenologische Methoden sind von Henny (17) und Balz, Birkner und Schmitt-Rohde (2) erarbeitet worden. Bei diesen werden Rinderknochen bzw. eine Aluminiumtreppe als Vergleichskörper verwendet.

Über die Fehlermöglichkeiten von vergleichenden Messungen mit verschiedenen Referenzsystemen gibt es von Vanselow und Heuck Untersuchungen (38).

Auf der anderen Seite handelt es sich um Verfahren, die auf der direkten Messung der Absorption eines feingebündelten Gamma-Strahles aufbauen. Seit Cameron und Sorenson 1963 auf die Möglichkeit der BMC Bestimmung durch Absorptionsmessung der von ^{125}J emittierten Strahlung aufmerksam machten (10), erregte diese Methode wachsendes Interesse, und von zahlreichen Autoren sind Verbesserungen dieser Methode und die damit gewonnenen Ergebnisse publiziert worden. Mazes, Cameron, O'Conner und Knutsen wiesen 1964

darauf hin, daß mit dieser Methode der Mineralsalzgehalt mit hoher Genauigkeit direkt an den weichteilüberlagerten Unterarmknochen bestimmt werden kann (29).

1967 und 1968 berichteten Sorenson und Cameron von weiteren Verbesserungen ihrer Methode (11, 12). Ausführlich wurden auch der Einfluß der Fensterbreite und die räumliche Lage des Meßobjektes auf das Meßergebnis untersucht.

Seit 1968 macht die Arbeitsgruppe um Börner mit Messungen am Finger auf sich aufmerksam (4, 5, 6, 7, 15, 16).

Bei der Methode dieser Gruppe wird ein Profils Scanner mit ^{125}J als Strahlenquelle verwendet, der die Absorption eines Fingers in zwei Ebenen registriert. Die Auswertung erfolgt mit Rechenanlagen, wobei ein vereinfachtes Fingermodell zugrunde gelegt wird. Diese Methode erlaubt eine getrennte Berechnung eines Absorptionskoeffizienten für die Kompakta und die Spongiosa. Dies wird als Vorteil der Methode angesehen, da sich osteoporotische Veränderungen zuerst in der Spongiosa äußern sollen.

Die Gruppe um Breuel (8, 9) prüfte die Aussagefähigkeit des Verfahrens von Börner. Diese Prüfung ergab, daß im Gruppenvergleich bei Patienten mit kalksalzmindernden Erkrankungen eine signifikante Verminderung des Absorptionskoeffizienten feststellbar war. Hingegen war es im Einzelfall nicht möglich, mit diesem Verfahren Osteoporosediagnostik zu betreiben, da es zu einer Überschneidung von Normalkollektiv und Osteoporosekollektiv kam. Breuel hält daher den Finger für kein geeignetes Meßobjekt.

Der Einfluß der Aktivität der ^{125}J -Strahlenquelle, aber auch anderer Faktoren wie Knochen- und Hautdicke wurde erstmals von Strüter und Rassow genau untersucht (37).

Banzer, Schneider, Hauser und Knopp erweiterten das Meßprinzip von Cameron. Sie führten die Messungen nicht am Vorderarm, sondern am Calcaneus durch, weil es sich beim Calcaneus um einen spongiösen Knochen handelt. Mit Hilfe

einer um 90° schwenkbaren Röntgenröhre werden zusätzliche Aufnahmen gemacht. Dadurch ist eine Dickenbestimmung und Kontrolle der Meßebene möglich. Es war mit diesem Verfahren weitaus häufiger möglich, renale Osteoporosen zu erkennen und sie quantitativ einzuordnen als mit der herkömmlichen Röntgendiagnostik (3).

Schuster, Reiss und Kramer (34) unternahmen mit ihrer Methode umfangreiche Mineralsalzbestimmungen an den Ulnae bei Kindern. Es gelang ihnen mit ihrer Methode, Osteoporosen wesentlich früher als bei der qualitativen Auswertung von Röntgenaufnahmen zu diagnostizieren. Auch war es möglich zu beobachten, wie unter Versbreichung von Vitamin D_3 die Mineralsalzdichte bei rachitischen Kindern rasch auf Normalwerte anstieg.

Nilsson und Westlin (31) veröffentlichten die Ergebnisse von BMC-Bestimmungen an 300 gesunden Personen in Malmö. Als Meßstellen wählten sie 1 cm und 6 cm proximal vom distalen Ulnaende.

Die Arbeitsgruppe um Kuhlencordt (33) bestimmte bei 130 gesunden Personen zwischen 15 und 70 Jahren den BMC von Radius, Ulna und Fingerknochen. Da der BMC bei diesem Kollektiv trotz identischer Meßpunkte deutlich unter den von Smith und Cameron ermittelten Werten lag, wird gefolgert, daß verschiedene Populationen unterschiedliche BMC-Werte haben können.

Gerade die Tatsache, daß in verschiedenen Regionen unterschiedliche BMC-Werte gemessen werden, unterstreicht die Bedeutung, die der BMC-Bestimmung an einem Normalkollektiv zukommt, ehe man mit Osteoporosemessungen beginnen kann. Ein weiterer Grund für die Zusammenstellung eines Normalkollektives in dieser Arbeit war, daß bei Osteoporosemessungen nur dann die Normalwerte anderer Autoren herangezogen werden können, wenn sichergestellt ist, daß die verwendeten Apparaturen gleich geeicht sind, d. h., wenn sichergestellt ist, daß die verschiedenen Apparaturen auch

identische Meßwerte liefern.

Vergleicht man die von mir ermittelten BMC-Werte mit den Ergebnissen der obigen Autoren, so ist zu berücksichtigen, daß unsere Ergebnisse an einer anderen Meßstelle des Knochens gewonnen wurden. Cameron und Kuhlencordt messen an der Grenze vom unteren zum mittleren Drittel der Ulna.

Wir legten als Meßpunkt 15% der Ulnalänge proximal vom Ulnaende fest. Vergleichsmessungen zwischen unserer Meßstelle und der Meßstelle der letztgenannten Autoren ergaben, daß der BMC an der proximalen Meßstelle um durchschnittlich 20-25% höher liegt als an der von uns gewählten Meßstelle. Unter Berücksichtigung dieser Tatsache liegt der BMC unseres Normalkollektives zwischen den von Kuhlencordt und den von Cameron ermittelten Werten.

Die BMC-Werte der Ulna unseres Normalkollektives sind auch durchwegs etwas höher (um ca. 5-8% im Männerkollektiv und um ca. 10-20% im Frauenkollektiv) als die von Nilsson und Westlin erstellten. Während die Größe der Standardabweichungen bei unserem Normalkollektiv praktisch in derselben Größenordnung wie bei den anderen Autoren liegt, weichen unsere Ergebnisse von den Ergebnissen der meisten anderen Autoren in einem Punkt ab: Der BMC-Rückgang an der Ulna bei Frauen zwischen dem 35. und dem 65. Lebensjahr wird in den meisten Arbeiten mit ca. 30% angegeben. Bei uns hingegen beträgt er nur etwas über 20%. Im männlichen Kollektiv hingegen kann bei uns eine stärkere BMC-Ver minderung mit zunehmenden Alter beobachtet werden. Sie beträgt bei uns ca. 17% rechts und ca. 14% links. Die meisten anderen Autoren geben hier jedoch nur etwa 10% an.

Die Messungen bei den Patienten mit Osteoporose ermöglichen eine vorläufige Antwort auf die Frage, welche Meßstelle besser für die Erkennung von Osteoporosen geeignet ist, die am Finger oder die an der Ulna.

Nach unseren Ergebnissen, die allerdings vorerst nur auf

den Messungen an 8 Personen beruhen, scheint es nicht sinnvoll, bei Osteoporosemessungen den Finger als Meßobjekt heranzuziehen, da es dort nicht in allen Fällen möglich war, Normalfälle und Osteoporotiker zu trennen.

Als Hauptursachen für diese Tatsache lassen sich diskutieren:

1. Die geometrischen Verhältnisse sind an den Phalangen ungünstiger als an den großen Extremitätenknochen. Der Durchmesser der Ulna, an der von uns gewählten Meßstelle, betrug etwa 9-12 mm, der Phalangendurchmesser hingegen nur etwa 7-9 mm. Die Fläche unter der Absorptionskurve der Ulna war somit stets erheblich größer als die Fläche unter der Absorptionskurve der Phalange. Methodische Fehler, (Fehler bei der Durchmesserbestimmung aus der Absorptionskurve, Fehler bei der Flächenbestimmung durch Planimetrieren), wirkten sich somit bei der Ulna geringer aus.
2. Nach Breuel (8) soll überdies der Mineralsalzgehalt am Finger starken lokalen Schwankungen unterliegen, so daß bereits geringe Änderungen der Meßstelle ausgeprägte Änderungen des Absorptionskoeffizienten zu Folge haben können.

Obgleich die Erkennung zentraler Osteoporosen durch Messungen an den Extremitäten wahrscheinlich nicht möglich ist, gibt es ~~dennoch~~ eine Reihe von Fragestellungen wo das beschriebene Verfahren erfolgversprechend eingesetzt werden kann:

Es eignet sich zur quantitativen Beurteilung peripherer Osteoporosen, etwa infolge von Inaktivität einer Extremität, bei rheumatoider Arthritis oder bei einem Morbus Sudek nach Knochenbrüchen. Überhaupt stellt die Therapiekontrolle wegen der guten Reproduzierbarkeit des Meßverfahrens das wichtigste Anwendungsgebiet dar. Obgleich aus der Messung des peripheren Mineralsalzgehaltes sicher nicht

auf den Mineralsalzgehalt des Gesamtskelettes geschlossen werden kann, ist doch bei Therapiekontrollen ein gleichsinniges Verhalten von Extremitäten- und Stammskelett zu erwarten.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Um mit der Methode von Cameron und Sorenson, die in einer direkten Messung der durch Knochenmaterial verursachten Absorption eines feingebündelten Gamma-Strahles des Nuklids ^{125}J besteht, Osteoporosediagnostik betreiben zu können, ist es unerlässlich, Kenntnis vom Mineralsalzgehalt bei Gesunden zu haben. Zu diesem Zweck wurden an 110 gesunden Probanden zwischen 20 und 75 Jahren Normalwerte für den Mineralsalzgehalt von Ulna und Mittelfinger erstellt. Die Messungen erfolgten nach der Finisotopenmethode mit graphischer Auswertung der Absorptionskurven.

Bei der Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse an ausgewählten Probanden wurde ein Variationskoeffizient von weniger als 3% ermittelt. Messungen an einem Knochenphantom ergaben eine Meßgenauigkeit von 3%, wobei die Hydroxylapatitdichte ihrerseits von der Herstellungsfirma mit einer Genauigkeit von $\pm 3\%$ angegeben wird.

Die Probanden wurden getrennt nach Geschlecht, gemäß ihrem Lebensalter in je 5 Gruppen eingeteilt. Dabei zeigte sich, daß in der Gruppe der 41-50 jährigen Männer der BMC der Ulna mit $0,76 \text{ g/cm}^2$ am größten ist. Bei den Frauen ist der BMC der Ulna in der Gruppe der 31-40 jährigen mit $0,67 \text{ g/cm}^2$ am größten. Von diesen Gruppen ausgehend läßt sich mit zunehmenden Alter eine Demineralisierung beobachten. Der BMC der Ulna der 61-75 jährigen Männer beträgt nur noch $0,63 \text{ g/cm}^2$, der der 61-70 jährigen Frauen nur noch $0,53 \text{ g/cm}^2$.

Der t-Test zeigt, daß diese BMC Verminderungen mit $p < 0,001$ signifikant sind. Signifikant ist auch in allen Altersgruppen der höhere BMC des Mannes im Vergleich zu dem der Frau. Mit einer Ausnahme konnten aber keine signifikanten Unter-

schiede im BMC von rechter und linker Ulna bei den verschiedenen Altersgruppen festgestellt werden.

Die Ergebnisse von einem kleinen pathologischen Kollektiv deuten darauf hin, daß für Osteoporosemessungen die Ulna geeigneter ist als der Mittelfinger, da nur an der Ulna in allen Fällen eine Trennung der Osteoporotiker vom Normalkollektiv möglich war.

7. LITERATURVERZEICHNIS

- 1 ATKINSON, P.J., Loss of skeletal calcium in lactating
R.R. WEST women
J. Obstet. Gynecol. Brit. Commonw.
77 (1970) 555-560

- 2 BALZ, G., Über die calcipenischen Osteopathien
R. BIRKNER, und ihre Diagnostik mit Hilfe eines
J.M. SCHMITT-RHODE besonderen Röntgenverfahrens
1. Teil ärztl. Wschr. 12 (1957) 209
2. Teil ärztl. Wschr. 12 (1957) 233

- 3 BANZER, D., Radiologischer Nachweis der renalen
U. SCHNEIDER, Osteopathie unter Dauerdialyse
K.-P. HAUSER Dt. med. Wschr. (1974) 48

- 4 BÖRNER, W., Messungen der Absorption des Finger-
S. GREHN, knochens mit einem J-125 Profilscanner
E. MOLL, Fortschr. Röntgenstr. 110 (1969) 378
E. RAUH

- 5 BÖRNER, W., Therapiekontrolle bei Osteoporosekran-
G. HEIEIS, ken mit einem J-125 Profilscanner
E. MOLL, Klinische Wschr. 47 (1969) 1115
E. RAUH, H. BACHARZ,
F. LONGIN

- 6 BÖRNER, W., Ein empfindliches Meßverfahren zur
E. MOLL, radiologischer Bestimmung der Mineral-
E. RAUH, salzdichte in Spongiosa und Kompakta
G. HEIEIS des Fingerknochens
Z. Orthop. 108 (1970) 503

- 7 BÖRNER, W., Altersphysiologische und pathologische
S. GREHN, Veränderungen der Dichte und Dicke des
E. MOLL, Fingerknochens. Radiologische Messungen
E. RAUH mit einem J-125 Profilscanner an 223
Frauen
Fortschr. Röntgenstr. 116,4 (1972) 552

- 8 BREUEL, H.-P.,
R.-D. HESCH,
H.V. HENNIG,
D. EMRICH Osteoporose-Diagnostik mit einem J-125
Profilscanner bei renaler Osteopathie
Klin. Wschr. 51 (1973) 767

- 9 BREUEL, H.-P.,
R.-D. HESCH,
H.V. HENNIG,
D. EMRICH Osteoporose-Diagnostik durch Messung
der J-125 Absorption am Finger
Radiologe 15 (1975) 251

- 10 CAMERON, J.R.,
J. SORENSON Measurement of bone mineral in vivo:
an improved method
Science 142 (1963) 230

- 11 CAMERON, J.R.,
J. A. SORENSON A reliable measurement of bone mineral
content in vivo
J. Nucl. Med. 8 (1967) 268

- 12 CAMERON, J.R.,
R.B. MAZESS,
J.A. SORENSON Precision and accuracy of bone mineral
determination by direct photon
absorptiometry
Invest. Radiol. 3 (1968) 141

- 13 DE PUEY, E.G.,
J.A. BURDINE,
P. MURPHY Determination of bone mineral content
using the scintillation camera
J. Nucl. Med. 12 (1970) 351

- 14 DOYLE, F.H. Ulnar bone mineral concentration in
metabolic bone diseases
Brit. J. Radiol. 34 (1961) 3

- 15 GREHN, S. Osteoporosediagnostik mit J-125
Verbesserte Methodik und ein neues
Auswertverfahren für Absorptions-
messungen am Fingerknochen
Insugural Dissertation Würzburg 1969

- 16 GREHN, S.,
K. SEYBOLD,
CHR. REINERS,
W. BÖRNER,
E. MOLL Veränderungen der Skelettmineralisation
durch Schilddrüsenerkrankungen.
Messungen von Knochendichte und
-dicke mit einem J-125 Profilscanner
Med. Klin. 68 (1973) 306

- 17 HENNY, G.C. Roentgenographic Estimation of the Mineral Content of Bone
Radiology 54 (1950) 202
- 18 HEUCK, F.,
E. SCHMIDT Die quantitative Bestimmung des Mineralgehaltes der Knochen aus dem Röntgenbild
Fortschr. Röntgenstr. 93 (1960)
- 19 HEUCK, F.,
E. SCHMIDT Die praktische Anwendung einer Methode zur quantitativen Bestimmung des Kalksalzgehaltes gesunder und kranker Knochen
Fortschr. Röntgenstr. 93 (1960) 761
- 20 HEUCK, F. Die radiologische Erfassung des Mineralgehaltes des Knochens.
Im Handbuch der Medizinischen Radiologie Band 4, Teil 1 S. 106
Hrsg. Diethelm L. Springer, Berlin - Heidelberg - New York
- 21 HEUCK, F., Allgemeine Morphologie und Biodynamik des Knochens im Röntgenbild
Röfo 112,3 (1970) 354
- 22 KEANE, B.E.,
G. SPIEGLER,
R. DAVIS Quantitative evaluation of Bone Mineral by a Radiographic Method
Brit. J. Radiol. 32 (1959) 162
- 23 KROKOWSKI, E., Die Absorption von Röntgenstrahlen im Knochen
Fortschr Röntgenstr. 91 (1959) 76
- 24 KROKOWSKI, E.,
W. SCHLUNGBAUM Die Objektivierung der röntgenologischen Diagnose "Osteoporose"
Fortschr. Röntgenstr. 91 (1959) 740
- 25 KROKOWSKI, E. Frühdiagnose und Verlauf der Osteoporose
Münch. med. Wschr. 109 (1967) 1989

- 26 KROKOWSKI, E. Quantitativer röntgenologischer Nachweis der Skelettdemineralisation
Der Radiologe 5 (1969) 138-142
- 27 KUHLENCORDT, F., Eigenerfahrung mit der Fluorthherapie der Osteoporose
H.-P. KRUSE Therapiewoche 23 (1973) 3983
- 28 LACHMANN, E. Osteoporosis: The Potentialities and Limitations of its Roentgenologic Diagnosis
Amer. J. Roentgenol. 74 (1955) 712
- 29 MAZESS, R.B., Accuracy of bone mineral measurements
J.R. CAMERON, Science 145 (1964) 388
R. O'CONNER,
D. KNUITSEN
- 30 MEISSNER, J. Über die radiologischen Verfahren zur Bestimmung des Mineralsalzgehaltes im Knochen
Der Radiologe 5 (1969) 129
- 31 NILSSON, B., Bone mineral absorptiometry of the forearm - normative data
N.E. WESTLIN Bone mineral determinations. Proceedings of the symposium on bone mineral determinations held in Stockholm-Studsvik, Sweden, 27-29 may 1974
AE-report 489
Aktiebolaget Atomenergi
Studsvik, Nyköping, Sweden
- 32 RASSOW, J., Über ein Verfahren zur quantitativen Bestimmung des Mineralsalzgehaltes der Knochen mit radioaktiven Isotopen
H.-D. STRÜTER 2. Mitteilung Zweisisotopenmethode
Fortschr. Gebr. Röntgenstr. 111 (1969) 155
- 33 ROTH, A.V., Bestimmung des Knochenmineralgehaltes durch J-125 Photonenabsorptionsmessung bei Gesunden
J.-D. RINGE, Fortschr. Röntgenstr. 121 (1974) 597
H.-P. KRUSE,
F. KUHLENCORDT

- 34 SCHUSTER, W.,
K.H. REISS,
K. KRAMER Quantitative Mineralsalzbestimmung
am kindlichen Skelett
Deut. Med. Wochenschr. 39 (1969) 1983
- 35 SCHUSTER, W. Die objektive Erfassung des Mineral-
gehaltes im kindlichen Skelett
Der Radiologe 8 (1971) 280
- 36 SMITH, D.M.,
C.C. JOHNSTON,
P.-L. YU In vivo measurements of bone mass.
J. Amer. med. Ass. 219 (1972)
- 37 STRÜTER, H.-D.,
J. RASSOW Über ein Verfahren zur quantitativen
Bestimmung des Mineralsalzgehaltes
der Knochen mit radioaktiven Isotopen
I. Mitteilung: Einisotopenmethode
Fortschr. Geb. Röntgenstr.
110 (1969) 499
- 38 VANSELOW, K.,
F. HEUCK Kritische Überlegungen zur radiolo-
gischen Bestimmung des Knochen-
mineralgehaltes
Röfo. 112,3 (1970) 344

Mein Dank gilt:

Herrn Professor Dr. med. Kurt-Walter Frey

für die Überlassung des Dissertationsthemas sowie für die
jederzeit freundliche und hilfreiche Unterstützung während
der Durchführung der Arbeit;

Herrn Dr. med. Ralf Rohloff

für die freundliche Beratung und Hilfe in allen Fragen
sowie für die kritische Durchsicht des Entwurfs;

Herrn Dipl.-Phys. Dr. Ralf Kantlehner

für die wertvolle Beratung und Hilfe bei der Lösung der
physikalischen Probleme

Lebenslauf

Am 7. Dezember 1948 wurde ich in Augsburg geboren.
Von 1955 bis 1963 besuchte ich die Volksschule in Gallen-
bach/Landkreis Augsburg-Ost.

Im Oktober 1963 begann ich eine Lehre als Elektro-Mechaniker,
die ich im April 67 mit der Gesellenprüfung abschloß.
Neben meiner Lehre besuchte ich von 1965 bis 1967
an Samstagen die Berufsaufbauschule in Neusäß bei Augsburg.

Nach einer Tätigkeit als Elektro-Monteur im Betrieb meines
Lehrherren besuchte ich von Oktober 67 bis Juli 68 die
Berufsaufbauschule im Vollzeitunterricht.

Mit der an der Berufsaufbauschule erworbenen Fachschulreife
konnte ich im Oktober 1968 in das Bayernkolleg Augsburg
eintreten, das ich am 2. April 71 mit dem Zeugnis der
Reife verließ.

Im Sommersemester 71 immatrikulierte ich mich zunächst
an der Naturwissenschaftlichen Fakultät der Ludwig-
Maximilians-Universität München, wechselte im Wintersemester
71/72 zur Medizinischen Fakultät und legte hier im
Sommersemester 72 die naturwissenschaftliche und im
Sommersemester 73 die ärztliche Vorprüfung ab.
Die ärztliche Prüfung bestand ich am 23. 6. 1977.

